

[B17] 生体組織の光学特性値測定に関する研究

知能機械工学科 山田研究室
0114012 上野雅範

1. 緒言

近赤外光を用いて生体計測を行なう際、主に光の吸収に関する情報が有用となるが、生体組織は近赤外光を強く散乱し、弱く吸収するため検出光に占める吸収の情報は相対的に弱くなる。そのため、高精度な測定システムを開発するためには、生体内での光伝播についての理解が必要となる。生体内での光伝播を特徴付けているのは、組織固有の光学特性値である吸収係数 μ_a や散乱係数 μ_s である。これらの光学特性値は逆モンテカルロ法により推定することができるが、このとき光の散乱パターンを示す異方散乱パラメータ g が推定される光学特性値に影響を及ぼすことがこれまでの研究により確認されている。しかし、生体組織における g の波長依存性などに関する報告は極めて少ない。そのため、本研究では g の波長依存性について測定を行なうための装置を試作し、その測定精度の検証を行なった。次に、生体組織のうち比較的入手のしやすい爪について測定を行なった。

2. 異方散乱パラメータ

光が散乱するとき、散乱光強度は空間的分布を生じるが、これを散乱位相関数 $P(\theta)$ と定義する。ここで、 θ は1回の散乱によって光の進行方向が曲げられた角度である。この $P(\theta)$ は、散乱媒体の種類や入射光の波長により変化する。異方散乱パラメータ g とは $P(\theta)$ から導かれるパラメータであり、 $P(\theta)$ の分布に対する天頂角 θ の平均余弦として定義され式(1)のように表される。

$$g = \frac{\int_0^\pi P(\theta) \sin \theta \cos \theta d\theta}{\int_0^\pi P(\theta) \sin \theta d\theta} \quad (1)$$

g は -1 から 1 までの値を示し、 $g = -1, 0, 1$ の場合はそれぞれ完全な後方散乱、等方散乱、前方散乱を表す。通常、生体組織は可視・近赤外波長域において $g=0.8\sim 0.95$ とされている。

3. 実験装置と測定方法

実験装置の概略を図 1 に示す。光源(ハロゲンランプ 50W)からの光はファイバにより導き、入射用支柱に固定してある。試料は入射光に対して垂直にステージ上に固定してある。スリットと検出用ファイバは共に可動アームに固定してあり、試料と同一平面のまわりを回転する。検出用ファイバに入射した光は分光器まで導き、波長及び角度毎の散乱光強度をコンピュータで記録する。

測定は $\theta=10^\circ \sim 65^\circ$ まで 5° 刻みに行ない、屈折率の違いによる散乱方向の変化を補正した。

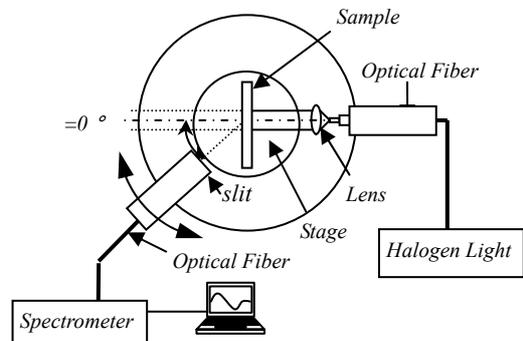


図 1 実験装置の概略図

4. ラテックス浮遊液を用いた測定精度の検証

ほぼ同一の粒径をもつラテックス粒子の浮遊液は、Mie 散乱理論より位相関数 $P(\theta)$ を計算し異方散乱パラメータ g を求めることができる。浮遊液は合成石英セル(光路長 1mm)に入れて測定した。浮遊液の体積分率は $f_v=6.20 \times 10^{-5}$ であり、この濃度は散乱するまでの平均距離が試料の厚さの 6~11 倍となっており、多重散乱による影響が極めて小さい試料である。粒子直径は $1.4\mu\text{m}$ 、比重は 1.05 である。測定した $P(\theta)$ 及び、それらから計算した g を図 2~4 に示す。ただし、図 2 は測定ができなかった角度での散乱光強度を 0 と近似して計算し、図 3 も Mie の理論値に対して測定値と同じ条件で計算したものになっている。

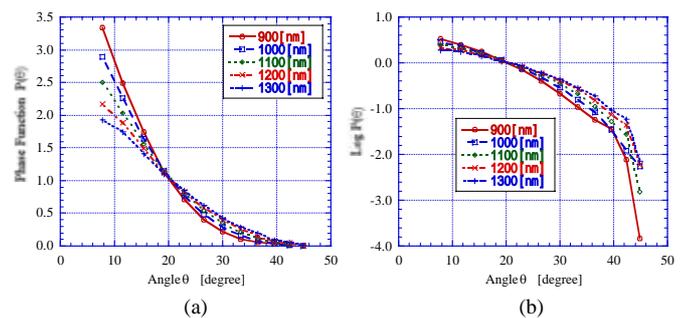


図 2 ラテックス浮遊液の位相関数

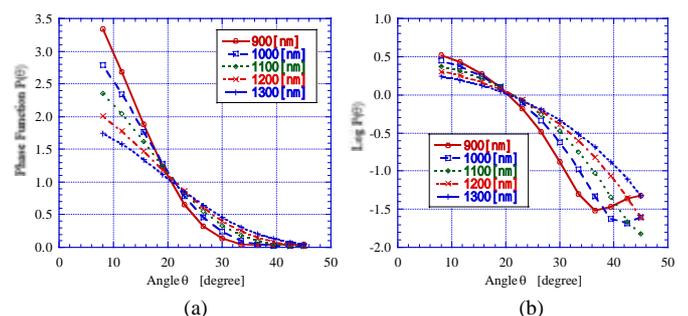


図 3 Mie 補完の位相関数

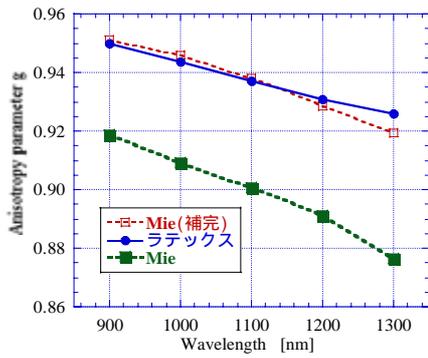


図4 異方散乱パラメータの波長依存性

測定を行った角度範囲(補正後角度 $7.8^\circ \sim 44.9^\circ$)において、 g の平均誤差は 0.28%、最大誤差は 1300nm のときで 0.69%であった。図 2(b)より散乱角が 40° 付近では 900nm と 1000nm において、図 3(b)で示されているような光の干渉による散乱光強度の上昇が測定できていないが、これらの散乱光強度が微弱なところでは g を計算する際それほど影響は与えない。そのため、 g を計算する上で重要となってくる散乱光強度が強い前方においては良い精度で測定ができていたものと考えられる。次に、図 4 に Mie 散乱理論から計算される真の g も示した。これより、測定ができなかった角度での散乱光強度を 0 として近似した場合、本来の g より大きく計算されていることがわかる。これは式 (1)から分かるように、すべての角度においての測定ができていないため全散乱光量が小さく計算されていることによる。そのため、限られた範囲の情報から g の値を 1% の精度で求めることは困難であるが、前方散乱の強い試料 ($0.87 < g < 0.92$) に対しては全体の散乱光強度のおよそ 80% 程度を測定していることになり、生体組織も同様に前方散乱が強いと考えられるため、 g の波長に対する変化の傾向は十分に把握することができると判断した。以上より本装置での測定精度は 4~6%程度であるとする。

5. 爪の異方散乱パラメータ測定

本研究では、測定試料として爪の遊離縁(爪先)を用いた。爪は 2~3 ヶ月ほど伸ばし 6mm 程度あるものを切り離した。爪は表面・裏面を交互にバフ研磨し、薄い試料を作成した。試料の爪は 4 種類であり、各爪の被験者の年齢・性別・爪を採取した指・研磨後の厚さを表 1 に示す。爪は専用のホルダに装着してステージ上に固定し、すべての爪について 2 回ずつ測定を行った。波長ごとの異方散乱パラメータ g の平均値を図 5 に示す。エラーバーは測定結果の最大値と最小値を示す。

表 1 測定に用いた爪

被験者	年齢	性別	指	厚さ[mm]
A	22	M	左手 薬指	0.16
B	21	M	左手 親指	0.14
C	23	M	右手 親指	0.11
D	23	M	右手 薬指	0.14

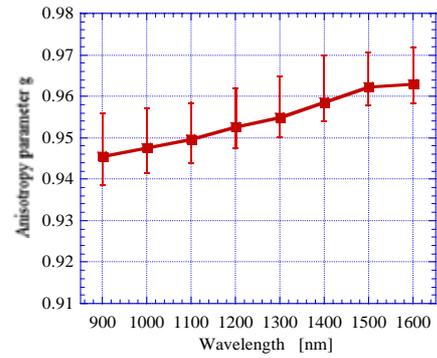


図5 爪の異方散乱パラメータの波長依存性

図 5 から爪は 900~1600nm の波長範囲において非常に強い前方散乱を示すことがわかる。この結果は爪の真の g より大きく計算されていることを考慮すれば、この波長域においておよそ $g=0.090 \sim 0.092$ と推測することができる。このように前方散乱が強いのは生体の軟・硬組織において、400~1100nm の波長範囲では妥当であると考えられるが^[4]、900~1600nm の波長範囲においても同様に強い前方散乱であることが示された。さらに興味深いことは、この波長域において爪の g は波長に対して単調に増加していく傾向があることである。この傾向は、波長域は異なるものの皮膚の表皮や真皮^[4]、豚の頭蓋骨^[2]にも見ることができる。これは、ラテックス浮遊液を用いた測定結果とまったく逆の傾向であるが、Mie 散乱は球形粒子に対して適用したものであり、一方、爪はタンパク質の繊維が複雑に絡み合った構造である。そのため、組織内の構造が光の散乱方向に大きく関与していることが考えられる。また、1500~1600nm にかけてやや傾きが弱くなる傾向がある。爪の構成物質であるタンパク質や水の強い吸収が 1500nm 付近にあり、このことが測定結果に影響を与えている可能性も考えられるので、今後吸収による影響があるのか検討していく必要がある。

6. 結言

本研究では、ハロゲン光源を用いて爪の異方散乱パラメータ g の波長依存性について測定を行なった。その結果 900~1600nm の波長域において爪は非常に強い前方散乱を示すと共に、 g は波長に対して単調に増加していく傾向があることが示された。今後は g のより精度の高い測定に向けて、装置の改良を検討していく必要がある。

参考文献

- [1] 山田幸生・高橋ゆかり:「医学・生物学における光と生体組織の相互作用および光によるイメージング」: 機械技術研究所内報 Vol.49 1995, No.1
- [2] M Firbank, M Hiraoka, M Essenpreis and D T Delpy, "Measurement of the optical properties of the skull in the wavelength range 650-950nm", 1992
- [3] Stephen T Flock, Brian C. Wilson, and Michael S. Patterson "Total attenuation coefficients and scattering phase function of tissues and phantom materials at 633 nm", Medical Physics, Vol.14, No.5, 1987
- [4] Tuan Vo-Dinh, "Biomedical Photonics HANDBOOK", CRC PRESS, 2003